

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **63286135 A**(43) Date of publication of application: **22 . 11 . 88**

(51) Int. Cl.

**A61B 5/02**(21) Application number: **62121961**(22) Date of filing: **19 . 05 . 87**(71) Applicant: **OMRON TATEISI ELECTRONICS  
CO KAI ISAO**(72) Inventor: **UENO SATOSHI**(54) **ELECTRONIC HEMOMANOMETER**

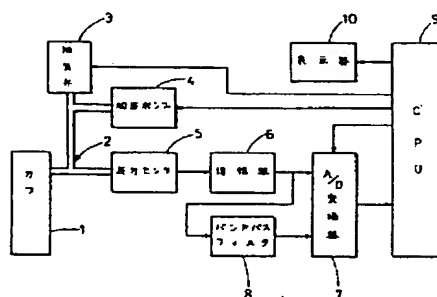
(57) Abstract:

**PURPOSE:** To realize the miniaturization of a meter while making it possible not only to detect and remove an abnormal pulse wave but also to smooth a pulse wave envelope by a simple means, by mounting a pulse wave envelope smoothing means setting the value other than the max. and min. values among an odd number of pulse wave amplitude data, to which median filter processing is applied, to a median value.

**CONSTITUTION:** A CPU 9 takes in the output signal, which is converted to a digital value by an A/D converter 7, of a pressure sensor 5 at a definite cycle. A band-pass filter 8 extracts the pulse wave component appearing on a cuff pressure signal and the CPU 9 takes in this pulse wave signal. The CPU 9 calculates a pulse wave amplitude value to determine the min. blood pressure value and the max. blood pressure value from the obtained pulse wave amplitude and cuff pressure values and applies median filter processing to an odd number of the obtained pulse wave amplitude data to realize the detection and removal of an abnormal pulse wave and the smoothing of the envelope of pulse wave amplitude. By this method, the abnormally large amplitude value (due to body motion or arm motion) in a pulse wave amplitude train is removed

and substituted with an amplitude value estimated in usual manner.

COPYRIGHT: (C)1988,JPO&amp;Japio



## ⑫ 公開特許公報(A)

昭63-286135

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>

A 61 B 5/02

識別記号

3 3 7

庁内整理番号

E-7259-4C

⑭ 公開

昭和63年(1988)11月22日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全9頁)

⑮ 発明の名称 電子血圧計

⑯ 特 願 昭62-121961

⑰ 出 願 昭62(1987)5月19日

⑱ 発 明 者 上 野

論

京都府京都市右京区花園中御門町3番地 株式会社立石ラ  
イフサイエンス研究所内

⑲ 出 願 人 立石電機株式会社

京都府京都市右京区花園土堂町10番地

⑳ 出 願 人 甲 斐 敷

京都府亀岡市西つつじヶ丘大山台1丁目11番4号

㉑ 代 理 人 弁理士 中村 茂信

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

電子血圧計

## 2. 特許請求の範囲

(1) カフと、カフを加圧する加圧手段と、カフ内圧力を減圧する減圧手段と、前記カフ内の流体圧を検出する圧力検出手段と、この圧力検出手段の出力信号中に含まれる脈波成分を検出する脈波成分検出手段と、この脈波成分検出手段で検出された脈波成分より脈波振幅値を算出する脈波振幅値算出手段と、この脈波振幅値算出手段の出力信号及び前記圧力検出手段の出力信号に基づいて最高血圧値及び最低血圧値を決定する血圧値決定手段とから成る電子血圧計において、

前記脈波振幅値算出手段により得られた奇数個の脈波振幅データにメディアンフィルタ処理を実行し、奇数個の脈波振幅データのうち最大値でも最小値でもない値をメディアン値とした脈波包絡線の平滑化手段を備えたことを特徴とする電子血圧計。

## 3. 発明の詳細な説明

## (イ) 産業上の利用分野

この発明は、振動法式電子血圧計であって、異常脈波振幅の検出及び除去と脈波包絡線の平滑化処理とを行う電子血圧計に関する。

## (ロ) 従来の技術

振動法式電子血圧計は、カフを加圧した後、微速排気の段階でカフ圧信号の直流分を検出し、このカフ圧信号中に含まれる脈波成分を抽出する。この脈波成分の例えば一拍毎の最大振幅を求め、この最大脈波をパラメータとして時系列（或いはカフ圧系列）に配列して包絡線を得る。そして、この包絡線と上記カフ圧直流分から血圧値を決定する。血圧決定のアルゴリズムは、例えばパラメータ（包絡線）の最大値点に対応するカフ圧を平均血圧、最大値点の50%に相当するパラメータに対応する高圧側のカフ圧を最高血圧とし、最大値点の70%に相当するパラメータに対応する低圧側のカフ圧を最低血圧と決定している。

ところで、振動法式電子血圧計において、圧力

センサが、例えば上腕に対し正常位置にあり、且つこの正常位置が保持されている場合は、正常なパラメータ（カフ圧変化に対応する正常なパラメータ分布）が得られるが、測定中に脱動、或いは体動等のアーチファクト（人工産物）が生じると、パラメータ分布が異常となり、正常時のアルゴリズムを適用して血圧を決定し得ず、測定結果に大きな誤差を生じることとなる。

そこで、従来は、アーチファクト（体動）等によって、脈波振幅分布に異常を生じた場合、脈波振幅列の比較及び脈波振幅値列の差値の比較等を行う異常検出手段を用い、異常振幅値を無視する等して、アルゴリズムを適用し血圧測定を実行する方式、或いは脈波振幅値列の描く包絡線の平滑化を実現するために、得られた脈波振幅値列に移動平均処理を施す等の平滑化処理を行い、この平滑化した包絡線に血圧決定論理（アルゴリズム）を適用し、血圧測定を実行する方式のものが採用されている。

（ハ）発明が解決しようとする問題点

上記、従来採用されている方式によれば、それぞれの手段（異常検出手段或いは包絡線平滑化手段）により、一応、異常脈波振幅の検出・除去及び包絡線平滑化処理を達成し得る。

ところが、前者の方式は脈波振幅列の比較及び脈波振幅値列の差値の比較等の演算手段が必要であり、後者の方式は脈波振幅値列の移動平均値を演算する方式であり、いずれの方式においても、演算手段が複雑であるため処理時間が長くなる不利がある。しかも、これらの演算手段は、別々の手段で行われている、つまり異常脈波の検出手段及び脈波包絡線の平滑化手段が別個の手段により達成されるものである。従って、これらの諸機能と、異常脈波検出手段及び脈波包絡線平滑化手段以外の諸機能とを組合わせた場合、手段が一層複雑となり、小型化を達成し得ない等の不利があった。

この発明は、簡易な手段により異常脈波検出・除去と脈波包絡線の平滑化を同時に達成し得、計器の小型化を実現する電子血圧計を提供すること

3

を目的とする。

（ニ）問題点を解決するための手段及び作用

この目的を達成させるために、この発明の電子血圧計は、次のような構成としている。

電子血圧計は、カフと、カフを加圧する加圧手段と、カフ内圧力を減圧する減圧手段と、前記カフ内の流体圧を検出する圧力検出手段と、この圧力検出手段の出力信号中に含まれる脈波成分を検出する脈波成分検出手段と、この脈波成分検出手段で検出された脈波成分より脈波振幅値を算出する脈波振幅値算出手段と、この脈波振幅値算出手段の出力信号及び前記圧力検出手段の出力信号に基づいて最高血圧値及び最低血圧値を決定する血圧値決定手段とから成る電子血圧計であって、前記脈波振幅値算出手段により得られた奇数個の脈波振幅データにメディアンフィルタ処理を実行し、奇数個の脈波振幅データのうち最大値でも最小値でもない値をメディアン値とする脈波包絡線の平滑化手段を特徴的に備えている。

このような構成を有する電子血圧計では、得ら

4

れた複数（奇数個）の脈波振幅列に対し、平滑化手段を適用する。平滑化手段は、メディアンフィルタを用いる。つまり、奇数個（例えば3個）の脈波振幅列が得られる毎に、この3個の数値（脈波振幅値）列にメディアンフィルタを適用していく。ここで、メディアンフィルタとは、第2図で示すように得られた数値列、例えば  $(a(n), a(n+1), a(n+2))$  とすると、この数値列を一定の規則に従って、 $(b(n), b(n-1), b(n-2))$  に変化させる操作をいう。ここにおいて一定の規則とは、 $a(n), a(n-1), a(n-2)$  の最大値でもなく最小値でもない値を  $m$ 。（メディアン値）とすることである。また仮に、3個の数値列において最大となる値が2個ある場合、

例えば、 $a(n) - a(n+1) > a(n+2)$  であるとする、最小値を  $m$ 。とし、 $b(n) = a(n)$ 、 $b(n+1) = m$ 、 $b(n+2) = a(n+2)$  と置換える。つまり、 $b(n) \leq b(n+1) \leq b(n+2)$ 、または、 $b(n+2) \leq b(n+1) \leq b(n)$  の関係とする規則である。

5

6

このメディアンフィルタによる平滑化処理は、奇数個（3個）の脈波振幅列が得られる毎に、この3個の数値列にメディアンフィルタを適用していく。これにより、第5図に示すように通常得られると予想される脈波振幅列の中に、異常に大きい振幅値（体動・腕動等による異常振幅値）が存在した場合、この大きい振幅値はメディアンフィルタの適用により除去され、通常予想される振幅値に置換わる。従って、奇数個の脈波振幅（振幅数値列）をメディアンフィルタを通すことにより、異常振幅の検出及び除去と脈波包絡線の平滑化とを1つの手段で同時に処理することが可能となる。

#### (ホ) 実施例

第3図は、この発明に係る電子血圧計の空気系と測定回路の具体的な一実施例を示すブロック図である。

カフ1には、チューブ2を介して加圧ポンプ（加圧手段）4、排気弁（排気手段）3及び圧力センサ（圧力検出手段）5が接続されている。

排気弁3は、急速排気弁と微速排気弁の2種類

の弁より構成されている。また、圧力センサ5には、例えばびずみゲージを使用したダイヤフラム変換器等が使用されている。前記加圧ポンプ4と排気弁3は、換述するCPU（セントラルプロセッシングユニット）9によって制御される。

圧力センサ5の出力信号（アナログ量）は、増幅器6で増幅され、A/D変換器7によりデジタル値に変換される。CPU9は、A/D変換器7によりデジタル値に変換された圧力センサ5の出力信号を一定周期で取込む。また、圧力センサ5の出力信号は増幅器6を介してバンドパスフィルタ8に通され、バンドパスフィルタ8ではカフ圧信号上に現れる脈波成分を抽出し、この脈波信号（脈波成分）をCPU9が取込む。

CPU9は、脈波振幅値を算出する機能、得られた脈波振幅値及びカフ圧値から最低血圧値、最高血圧値を決定する機能を有する。また、CPU9には、得られた奇数個（例えば3個）の脈波振幅データ（脈波振幅列）にメディアンフィルタ処理を施し、異常脈波の検出・除去及び脈波振幅の包

7

絡線の平滑化を実現する機能を有する。ここで、メディアンフィルタ処理とは、奇数個（例えば3個）の脈波振幅列が得られる毎に、この3個の数値（脈波振幅値）列にメディアンフィルタを適用していく。ここで、メディアンフィルタとは、第2図で示すように得られた数値列、例えば（ $a(n)$ 、 $a(n+1)$ 、 $a(n+2)$ ）とすると、この数値列を一定の規則に従って、 $[b(n)$ 、 $b(n+1)$ 、 $b(n+2)]$ に変化させる操作をいう。ここにおいて一定の規則とは、 $a(n)$ 、 $a(n+1)$ 、 $a(n+2)$ の最大値でもなく最小値でもない値（第2図の例では、 $a(n+2)$ ）を $m$ 。（メディアン値）とすることである。つまり、この3個の数値列がメディアンフィルタ処理が施されることで、 $a(n)$ が $b(n)$ に変化し、 $a(n+1)$ が $b(n+1)$ に変化する。即ちここで $b(n+1)$ とは、 $a(n+2)$ のことである。そして、 $a(n+2)$ が $b(n+2)$ に変化する規則である。また仮に、3個の数値列において最大となる値が2個ある場合、

例えば、 $a(n) = a(n+1) > a(n+2)$ であると

8

すると、この場合においては最小値を $m$ 。（メディアン値）とし、 $b(n) = a(n)$ 、 $b(n+1) = m$ 、 $b(n+2) = a(n+2)$ と置換えることである。つまり、 $b(n) \leq b(n+1) \leq b(n+2)$ 、または、 $b(n+2) \leq b(n+1) \leq b(n)$ の関係とする規則である。

このメディアンフィルタによる平滑化処理は、奇数個（3個）の脈波振幅列が得られる毎に、順次3個の数値列にメディアンフィルタ処理を適用していく。これにより、第5図に示すように通常得られると予想される脈波振幅列の中に、異常に大きい振幅値（体動・腕動等による異常振幅値）が存在した場合、この大きい振幅値はメディアンフィルタの適用により除去され、通常予想される振幅値に置換わる。従って、奇数個の脈波振幅（振幅数値列）をメディアンフィルタを通すことにより、異常振幅の検出及び除去と脈波包絡線の平滑化とを1つの手段で同時に処理することが可能となる。

更に、CPU9は最高血圧値及び最低血圧値を

9

10

表示器10に表示させる機能を有する。

第4図は、実施例電子血圧計の具体的な処理動作を示すフローチャートである。

動作が開始すると、CPU9からの信号により加圧ポンプ4が駆動し、カフ1の加圧が開始される〔ステップ(以下「ST」という)1〕。この加圧によりカフ1の圧力が所定の値に達すると、カフ圧が設定値に到達したことをCPU9が認識し(ST2)、加圧ポンプ4を停止させ(ST3)、加圧が終了する。この後、CPU9からの信号により排気弁3が微速排気を開始し(ST4)、以下の血圧決定処理に移行する。

まず、変数 $n$ 及び $H_{max}$ をそれぞれ0に初期化する(ST5)。ここで、変数 $n$ はCPU9が脈波を一拍認識する毎にインクリメントされる脈波のカウントであり、 $H_{max}$ は最大脈波振幅値を認識するために脈波振幅値の最大値を保持する変数である。

次に、変数 $i$ 、変数 $P_{max}$ 及び $P_{min}$ をそれぞれ0に初期化する(ST6)。ここで、 $i$ はCP

U9がA/D変換器7から読込むカフ圧データ $A(i)$ 及び脈波データ $P(i)$ のカウントであり、 $P_{max}$ 、 $P_{min}$ は一拍毎の脈波振幅値を算出する為に、脈波最大値、最小値をそれぞれ保持する変数である。

更に、その後、変数 $n$ を1インクリメントし(ST7)、 $i$ もインクリメントした後(ST8)、脈波データ $P(i)$ をA/D変換器7から読込む。そして、この脈波データ $P(i)$ の値を $P_{max}$ と比較し(ST10)。 $P(i)$ が $P_{max}$ より大の場合には、ST11において $P(i)$ の値を $P_{max}$ に代入して $P_{max}$ の値を更新した後、次のST12へ進む。しかし、それ以外の場合にはST10から直接、ST12へ移行する。

ST12では $P(i)$ を $P_{min}$ と比較し、 $P(i)$ の値が $P_{min}$ より小さい場合には、ST13において $P(i)$ の値を $P_{min}$ に代入し、 $P_{min}$ を更新した後、ST14へ移る。しかし、それ以外の場合にはST12から直接、ST14へ移行する。

ST14では、脈波データの区切点が検出され

11

たか否かを判定している。ここで、区切点とは脈波データ $P(i)$ が、あるスレッショルドレベル(基準線)と上昇過程で交叉する点であり、脈波の一拍毎の区切りを与えるものである。

脈波の区切点が検出された場合には、次のST15へ進むが、検出されない場合には次の脈波データについてST8乃至ST14の処理を繰返す。今、脈波の区切点が検出されたとすると、 $P_{max}$ と $P_{min}$ との差を計算し、この差値を脈波振幅値 $G(n)$ とする(ST15)。

ここで、この発明の要部である $G(n)$ の列(脈波振幅値列)にメディアンフィルタを適用するが、 $n \geq 3$ でないと、つまり得られた脈波振幅数 $n$ が3個或いは3個以上の奇数個でないと適用できない。従って、ST16では脈波振幅数 $n$ が3個以上検出されたか否か、つまりメディアンフィルタ処理を適用できるか否かを判定している。仮に、脈波振幅数 $n$ が3個以下である場合は、ST16の判定がNOとなり、後続するST17のメディアンフィルタ処理を施さず、ST18へスキップ

12

する。逆に、脈波振幅数 $n$ が3個である場合は、ST16の判定がYESとなり、ST17で後述するメディアンフィルタ処理を行い、結果を $H(n)$ として脈波包絡線の平滑化処理を実行する。

そして、カフ圧データをA/D変換器7より読込み、脈波振幅値 $G(n)$ に対応するカフ圧値 $A(n)$ を読込む(ST18)。

次のST19では、脈波振幅値 $H(n)$ が $H_{max}$ より大きいかなんかを判定している。 $H(n)$ が $H_{max}$ より大きい場合には、このST19の判定がYESとなり、次のST20において $H(n)$ の値を $H_{max}$ に代入して $H_{max}$ を更新すると共に、その時点の脈波カウンタ $n$ の値を変数 $N$ に代入して記憶した後、ST6へ戻り、次の脈波振幅値についてST6乃至ST20の処理を繰返す。脈波振幅値が、まだ最大脈波振幅点を迎えておらず、上昇過程にある場合には、必ず $H(n)$ は $H_{max}$ より大であるから、この処理が繰返される。

今、脈波振幅値 $H(n)$ が $H_{max}$ より小さくなったとすると、ST19の判定がNOとなり、ST

13

—202—

14

21へ移行する。ST21では、脈波振幅値 $H(n)$ が $0.7 H_{max}$ より小さいか否かを判定している。つまり、脈波振幅値が最大脈波振幅点を過ぎて下降過程に入り、最大脈波振幅値の70%に到達したか否かを判定している。ここで、最大脈波振幅値の70%の脈波振幅値とは、最低血圧値と設定されているカフ圧を指す。

仮に、脈波振幅値が最大脈波振幅値の70%より大きいとすると、このST21の判定がNOとなってST6へ戻り、ST7乃至ST21の処理を繰返す。今、脈波振幅値が最大脈波振幅値の70%になったとすると、ST21の判定がYESとなり、その時点のカフ圧 $A(n)$ を最低血圧値とする(ST22)。この後、ST23で最高血圧値が決定され、例えば最大脈波振幅値の上昇過程における50%に相当する脈波振幅値に対応するカフ圧を最高血圧値として決定し、カフ1を急速排気し(ST24)、最高血圧値及び最低血圧値を表示器10に表示し(ST25)、測定が終了する。

15

更新する。逆に、 $G(n-1)$ より $G1$ の方が大きければST32の判定がNOとなり、ST34へ移行する。ST34では、 $G1$ と $G(n-2)$ とを比較し、 $G1$ が $G(n-2)$ より小さいか否かを判定している。仮に $G1$ の方が小さければST34の判定がYESとなり、次のST35で $G(n-2)$ を $G1$ に変更する。逆に、 $G1$ の方が $G(n-2)$ より大きいとするとST34の判定がNOとなり、ST36に移行する。この一連の処理の結果、 $G1$ には3個の数値、 $G(n)$ 、 $G(n-1)$ 、 $G(n-2)$ の最大値が格納される〔第2図における $a(n+1)$ に該当する〕。

次に、ST36乃至ST40で3個の数値 $G(n)$ 、 $G(n-1)$ 、 $G(n-2)$ の最小値を求める。ST36において、 $G(n)$ が最小値(以下「 $G3$ 」という)と仮定する。

ST37では、最小値 $G3$ (ここでは、 $G3$ は $G(n)$ )と $G(n-1)$ を比較し、 $G3$ が $G(n-1)$ より大きいと判定している。仮に、 $G3$ の方が $G(n-1)$ より大きいとすると、このST37の

17

第1図は、前記メインフロー(第4図)のST17にて実行されるメディアンフィルタ処理の具体的な処理動作を示す要部フローである。

このメディアンフィルタ処理は、3個の数値(脈波振幅値) $G(n)$ 、 $G(n-1)$ 、 $G(n-2)$ の最大値を求める処理と、最小値を求める処理及びメディアン値を求める処理、更にメディアン値(結果値)を $H(n)$ に格納する処理より成る。また、このフローチャートで使用される $G1$ 、 $G2$ 、 $G3$ は、それぞれ最大値、メディアン値、最小値を記憶する変数である。

メディアンフィルタ処理は、先ず、ST31乃至ST35で3個の数値、 $G(n)$ 、 $G(n-1)$ 、 $G(n-2)$ の最大値を求める。ST31において、 $G(n)$ が最大値(以下「 $G1$ 」という)と仮定する。ST32では、この最大値 $G1$ (ここでは、 $G1$ は $G(n)$ )と $G(n-1)$ とを比較し、 $G1$ が $G(n-1)$ より小さいか否かを判定している。今、仮に $G1$ の方が小さいとすると、このST32の判定がYESとなり、次のST33で $G(n-1)$ を $G1$ に

16

判定がYESとなり、 $G(n-1)$ を $G3$ とする(ST38)。逆に、 $G3$ が $G(n-1)$ より小さければST38の判定がNOとなり、ST39へ移行する。ST39では、 $G3$ と $G(n-2)$ とを比較し、 $G3$ が $G(n-2)$ より大きいと判定している。仮に、 $G3$ が $G(n-2)$ より大きいとすると、ST39の判定がYESとなり、 $G(n-2)$ を $G3$ とする(ST40)。逆に、 $G3$ が $G(n-2)$ より小さいとすると、このST39の判定がNOとなりST41へ移行する。この一連の処理の結果、 $G3$ には3個の数値、 $G(n)$ 、 $G(n-1)$ 、 $G(n-2)$ の最小値が格納される〔第2図における $a(n)$ に該当する〕。この後、ST41乃至ST47によりメディアン値を求める処理に入る。

ST41では、 $G(n)$ が $G1$ (最大値)より大きくないか否かを判定し、ST42では $G(n)$ が $G3$ (最小値)より小さくないか否かを判定している。つまり、ST41及びST42により、 $G(n)$ がメディアン値(以下「 $G2$ 」という)であるか否かを判定している。仮に $G(n)$ が $G1$ 以下

18

であり、G3以上であれば、ST41及びST42の判定がいずれもYESとなり、G(n)をメディアン値としてG2に格納する(ST43)。第2図におけるa(n+2)に該当する。そして、このG2をST48においてH(n)とする。しかし、G(n)がG2でなければ、つまり、G2の条件を満足(G1より小さく、且つG3より大きい条件を満足)しなければ、ST41或いはST42の判定がNOとなり、ST44に移行する。

ST44では、G(n-1)がG1より大きくないか否かを判定し、ST45ではG(n-1)がG3より小さくないか否かを判定している。つまり、ST44及びST45によって、G(n-1)がG2であるか否かを判定している。仮に、G(n-1)がG1以下であり、且つG3以上であれば、ST44及びST45の判定がいずれもYESとなり、G(n-1)をG2として採用し格納する(ST46)。しかし、G(n-1)がG2の条件を満足しない場合、つまりG(n-1)がG1より大きい、或いはG3より小さい場合にはST44又はST45の判定

がNOとなり、G(n)をG2と決定する(ST47)。かくして、決定(採用)されたG2をH(n)に格納する(ST48)。

以上のメディアンフィルタ処理が、3個の数列毎に順次、実施される。この結果、第5図に示すように、1回目の処理(A)では3つの脈波振幅値①②③の処理が実行されて、②'が得られ、2回目の処理(B)では3つの脈波振幅値②'③④についてメディアンフィルタ処理が実行され、③'が得られる。更に、3回目の処理(C)では3つの脈波振幅値③'④⑤について実行され、④'が得られる。このように、順次同様の処理が繰返される。かくして、平滑化した脈波包絡線が得られる。従って、異常な脈波振幅が検出されると同時に補正され、且つ平滑化した脈波包絡線が得られる。

#### (へ)発明の効果

この発明では、以上のように、奇数個の脈波振幅値毎に、メディアンフィルタ処理を施すことで、平滑化した脈波振幅の包絡線を得ることが出来る。従って、メディアンフィルタという単一の包絡線

19

平滑化手段により、異常脈波振幅の検出・除去と包絡線の平滑化とが同時に実現し得る。

従って、従来のように、異常脈波振幅の検出に必要であった複雑な演算手段が不用となり簡易、且つ単一の手段で異常脈波振幅の補正と包絡線の平滑化が達成できるから、計器小型化の要請に対応し得る許かりでなく、従来のように異常脈波振幅の検出により測定を中止する等の不利が解消される等、発明目的を達成した優れた効果を有する。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は、実施例電子血圧計のメディアン値を求める具体的な処理動作を示す要部フロー図、第2図は、奇数個の脈波振幅データをメディアンフィルタに通し、メディアン処理を実行する状態を示す説明図、第3図は、実施例電子血圧計の空気系及び回路構成例を示すブロック図、第4図は、実施例電子血圧計の処理動作を示すフローチャート、第5図は、メディアンフィルタ処理により得られる平滑化した包絡線を示す説明図である。

1: カフ、 5: 圧力センサ、

21

20

8: バンドパスフィルタ、

9: CPU。

特許出願人

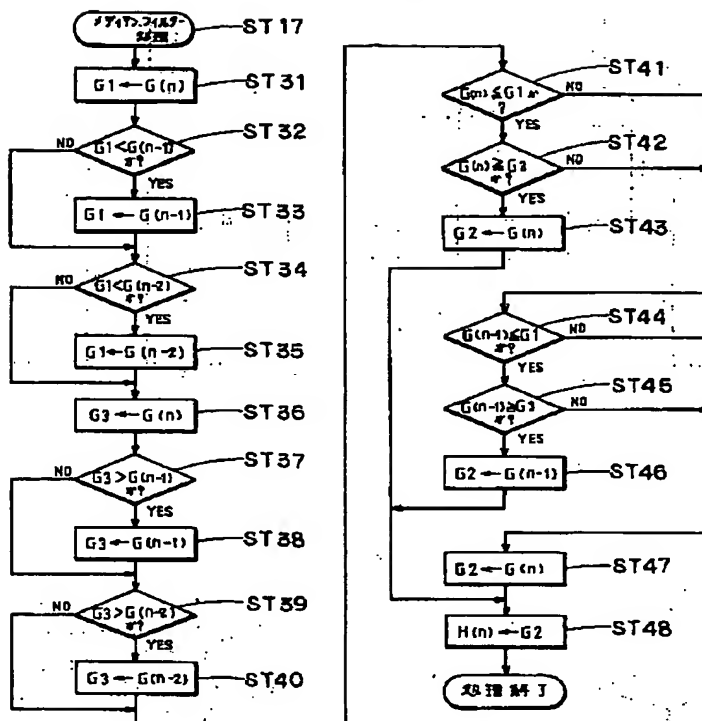
立石電機株式会社

(ほか1名)

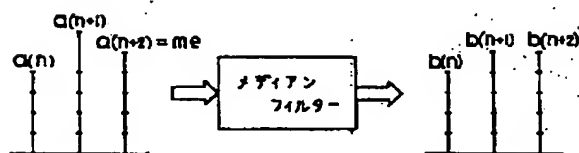
代理人

弁理士 中村茂信

第 1 図

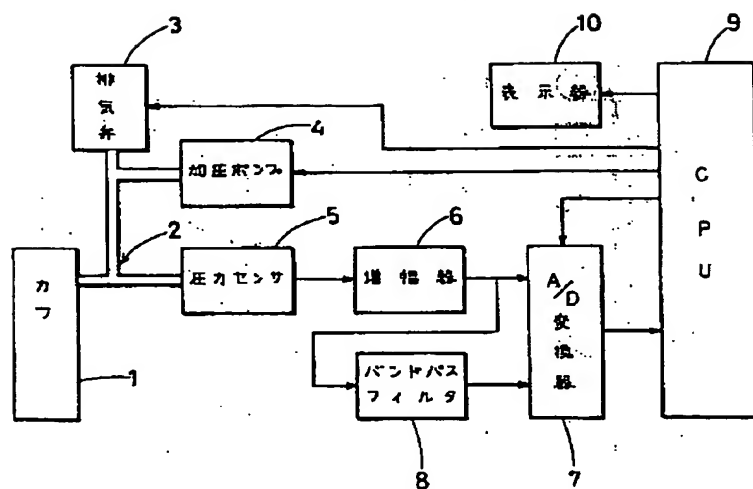


第 2 図

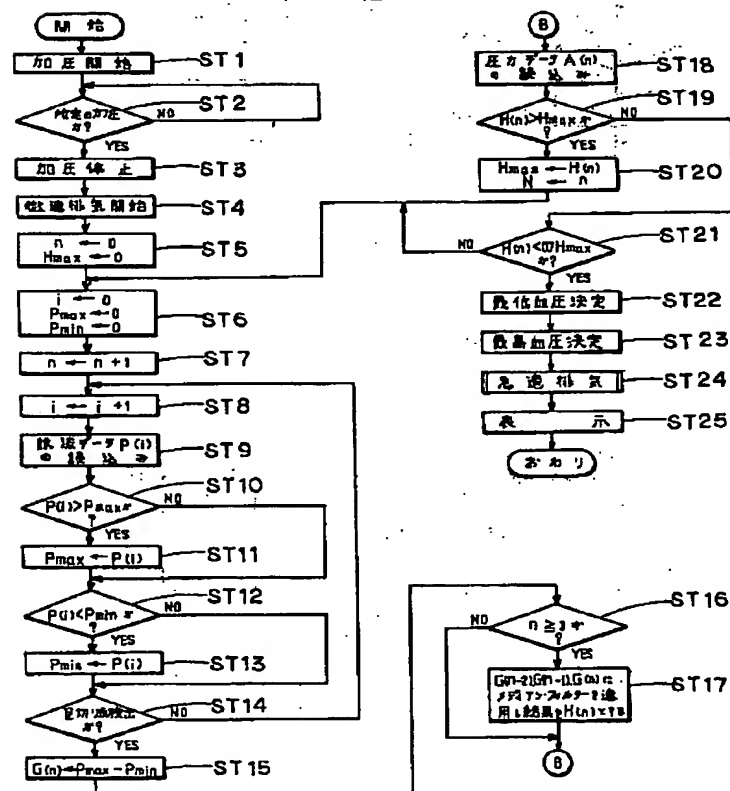




第 3 図



第 4 図



第 5 図

